

51 International Classification

A 61 B 17/36

19 **FEDERAL REPUBLIC
OF GERMANY**



GERMAN PATENT OFFICE

11 **Publication Document
25 14 501**

21 Reference: 25 14 501.1
22 Application Date: April 3, 1975
43 Publication date: Oct. 21, 1976

30 Union priority
32 33 31

54 Description: Bipolar coagulation instrument for endoscopy

71 Applicant: Karl Storz, 7200 Tuttlingen

72 Inventor: Same as applicant

Claim 1:

Bipolar coagulation instrument for endoscopy to remove polyps in, for example, the stomach, duodenum, rectum, larynx, or nasal passages; whose electrodes receive high-frequency current for blood coagulation, characterized in that the two electrodes (1, 2) form a loop such that they are connected with each other by means of an insulating component at their ends.

51

Int. Cl. 2:

A 61 B 17/36

19

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND

DEUTSCHES



PATENTAMT

DT 25 14 501 A 1

11

Offenlegungsschrift 25 14 501

21

Aktenzeichen:

P 25 14 501.1

22

Anmeldetag:

3. 4. 75

43

Offenlegungstag:

21. 10. 76

30

Unionspriorität:

32 33 31

—

54

Bezeichnung:

Bipolares Coagulationsinstrument für Endoskope

71

Anmelder:

Storz, Karl, 7200 Tuttlingen

72

Erfinder:

gleich Anmelder

DT 25 14 501 A 1

Karl Storz
Tuttlingen

Bipolares Coagulationsinstrument für Endoskope

Die Erfindung bezieht sich auf ein bipolares Coagulationsinstrument für Endoskope zum Abtragen von Polypen z.B. im Magen, Duodenum, Rektum, im Larynx oder Nasenraum, dessen Elektroden ein Hochfrequenzstrom zur Blutstillung zugeleitet wird.

Bei chirurgischen Operationen kommt in neuerer Zeit das bipolare Coagulieren zur Anwendung. Hierbei wird z.B. jedem der beiden gegeneinander isolierten Schenkel einer Pinzette, die hier als Elektroden dienen, der Hochfrequenzstrom zugeführt. Das zwischen den Schenkeln liegende

- 2 -

Gewebe wird coaguliert, sobald sich die Schenkel in dem erforderlichen geringen Abstand voneinander befinden. Dadurch ergibt sich der Vorteil, daß durch die bipolare Arbeitsweise der Hochfrequenzstrom um ein vielfaches geringer sein kann als bei der unipolaren Technik. Es ist auch die Gefahr von Verbrennungen aus diesem Grunde beseitigt.

Es sind weiter unipolare Coagulations-Schlingen zum Abtragen von Polypen und dgl. bekannt (USA-PS 3 805 791), wobei sich aber der schwere Nachteil ergibt, daß das Anlegen einer inaktiven Patientin-Elektrode erforderlich ist. Hierbei muß der Strom zwischen der inaktiven Patienten-Elektrode und der aktiven Elektrode der Coagulations-Schlinge und daher durch den Körper des Patienten fließen. Dabei können u.a. unkontrollierte Nebenströme auftreten, die an ungewollten Stellen Gewebeschädigungen verursachen.

Der Erfindung liegt deshalb die Aufgabe zugrunde, das bipolare Coagulationsinstrument der eingangs erwähnten Art

- 3 -

609843/0492

- 3 -

so zu verbessern, daß es bei den bekannten Schlingen der erwähnten Art Anwendung finden kann, um sich die erwähnten großen Vorteile der bipolaren Arbeitsweise nutzbar zu machen.

Die Lösung dieser Aufgabe durch die Erfindung besteht darin, daß die beiden Elektroden eine Schlinge bilden, indem sie an ihren Enden mittels eines Isolierstückes miteinander verbunden sind.

Dadurch kann die bipolare Arbeitsweise zur Anwendung gelangen, ohne daß die eingangs erwähnten Nachteile auftreten.

In weiterer Ausgestaltung der Erfindung ist vorgesehen, daß die Elektroden auf ihrer ganzen Länge mit Ausnahme eines Bereiches in der Nähe des Isolierstückes mit einer Isolierschicht versehen sind. Auf diese Weise arbeitet nur der distale Bereich der Schlinge als bipolares Coagulationsinstrument, weil die beiden Schenkel im übrigen voneinander isoliert sind und somit als aktive

- 4 -

609843/0492

- 4 -

und inaktive Elektrode wirken. Hierbei fließt der Strom nur unmittelbar zwischen den beiden Schenkeln der Schlinge und kann nur auf das von der Schlinge unter optischer Kontrolle erfaßte Gewebestück wirken. Der Strom fließt also nicht mehr durch den Körper des Patienten, und ungewollte Gewebeschäden sind ausgeschlossen.

Dadurch, daß bei der bevorzugten Ausführungsform der Schlingendraht nur am distalen Ende nicht isoliert und somit wirksam ist, ist ein Kontakt der beiden Elektroden auch bei zusammengezogener Schlinge verhindert. Die beiden Elektroden sind nämlich im übrigen auf ihrer gesamten Länge isoliert.

Hierbei kann vorteilhaft sein, daß die Elektroden nur im Bereich der einander zugewandten Hälften nicht mit der Isolierschicht versehen sind. Dadurch wird erreicht, daß eine unerwünschte Berührung selbst des distalen arbeitenden Endes der beiden Elektroden mit dem Endoskopschaft auch im zusammengezogenen Zustand vermieden ist.

- 5 -

- 5 -

Hierzu ist noch zweckmäßig, daß die Schlinge in das Ende eines Schaftes einschiebbar ist. Dadurch können zangenartige Bewegungen der Schlinge erzeugt werden. Um die beiden Elektroden hierbei möglichst nahe aneinander zu bringen, kann noch vorgesehen sein, daß am Ende des Schaftes eine Innenhülse angeordnet ist.

Schließlich ist nach einem anderen Merkmal der Erfindung auch noch zweckmäßig, daß die beiden Elektroden in ihrem der Schlinge abgewandten proximalen Bereich von einer Hülse ummantelt sind. Dadurch werden die beiden Elektroden in diesem Bereich zusammengehalten und können auch durch die Hülse gemeinsam betätigt werden.

Weitere Vorteile und Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus der nun folgenden Beschreibung eines Ausführungsbeispiels unter Hinweis auf die Zeichnung. In dieser zeigen:

Fig. 1 eine teilweise geschnittene Seitenansicht auf das distale Ende des Erfindungsgegenstandes und

- 6 -

Fig. 2 das gleiche wie Fig. 1, jedoch in
der zusammengezogenen Lage.

In Fig. 1 sieht man den Instrumentenschaft 6, wobei es sich auch um den Endoskopschaft handeln kann, andernfalls um eine Hülse, die in einem nicht weiter dargestellten Endoskop angeordnet ist. Derartige Endoskope mit ähnlichen Instrumenten sind bereits bekannt und müssen daher nicht im einzelnen dargestellt werden.

In dem Schaft 6 sind zwei Elektroden 1 und 2 am distalen Ende schlingenförmig angeordnet und am distalen Ende mittels eines Isolierstückes 3 zusammengehalten, in dem die Elektroden 1 und 2 voneinander getrennt gehalten sind, so daß ein Kurzschluß nicht entstehen kann. Mittels der unterbrochenen Linien 9 und 10 ist die Lage der Elektroden innerhalb des Isolierstückes 3 getrennt voneinander angegeben.

Die Elektroden 1 und 2 sind nahezu über ihre gesamte Länge vollständig mit einer Isolierschicht versehen. Lediglich in der Nähe des Isolierstückes 3 ist die Isolierung an den

- 7 -

einander zugewandten Hälften der Elektroden 1 und 2 im Bereich 4 und 5 nicht vorhanden. Wie man der Fig. 1 deutlich entnehmen kann, ist die Isolierung hier im Außenbereich 11 und 12 ebenfalls noch vorhanden, lediglich innen sind die Elektrodenhälften 4 und 5 blank, das heißt ohne die Isolierung. Nur dieser Bereich bildet daher die aktiven oder arbeitenden Elektroden.

Die erwähnte Schlinge ist in Fig. 1 vollständig ausgefahren. Sie wird innerhalb des Schaftes 6 durch die Hülse 7 zusammengedrückt, und im proximalen Bereich sind die beiden Elektroden 1 und 2 von einer weiteren Hülse 8 ummantelt, die einen sehr viel kleineren Durchmesser hat als der Schaft 6 und die beiden Elektroden zusammenhält. Diese Hülse 8 kann auch zur Betätigung, das heißt zur Verschiebung der Elektroden in Richtung des Pfeiles 13 und in Gegenrichtung dienen.

In Fig. 2 sind die Elektroden mittels der Hülse 8 in Richtung des Pfeiles 13 in den Schaft oder die Hülse 6 hineingezogen, so daß hierdurch die beiden distalen aktiven Enden 4 und 5 der Elektroden 1 und 2 einander genähert worden sind. Sie haben dadurch eine zangenförmige Bewegung ausgeführt und

609843/0492

- 8 -

- 8 -

dazwischen vorhandenes Gewebe oder dgl. abgetrennt.

Durch die Erfindung ist dabei die erwähnte Coagulations-
Wirkung der aktiven Teile der Elektrode eingetreten.

Die Erfindung ist nicht auf die dargestellte Ausführungs-
form beschränkt. Sie kann sowohl bei flexiblen Schlingen,
z.B. für Gastroskope, Colonoskope als auch bei starren
Schlingen, z.B. für Rektoskope oder Laryngoskope Anwendung
finden.

9Ansprüche

1. Bipolares Coagulationsinstrument für Endoskope zum Abtragen von Polypen z.B. im Magen, Duodenum, Rektum, im Larynx oder Nasenraum, dessen Elektroden ein Hochfrequenzstrom zur Blutstillung zugeleitet wird, dadurch gekennzeichnet, daß die beiden Elektroden (1, 2) eine Schlinge bilden, indem sie an ihren Enden mittels eines Isolierstückes (3) miteinander verbunden sind.
2. Bipolares Coagulationsinstrument nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektroden (1, 2) auf ihrer ganzen Länge mit Ausnahme eines Bereiches (4, 5) in der Nähe des Isolierstückes (3) mit einer Isolierschicht versehen sind.
3. Bipolares Coagulationsinstrument nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektroden (1, 2) nur im Bereich der einander zugewandten Hälften (4, 5) nicht mit der Isolierschicht versehen sind.

- 2 -
10

4. Bipolares Coagulationsinstrument nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet, daß die Schlinge (1-3) in
das Ende eines Schaftes (6) einschiebbar ist.
5. Bipolares Coagulationsinstrument nach Anspruch 4,
dadurch gekennzeichnet, daß am Ende des Schaftes (6)
eine Innenhülse (7) angeordnet ist.
6. Bipolares Coagulationsinstrument nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet, daß die beiden Elektroden
(1, 2) in ihrem der Schlinge abgewandten proximalen
Bereich von einer Hülse (8) ummantelt sind.

- M. -

FIG.1 X

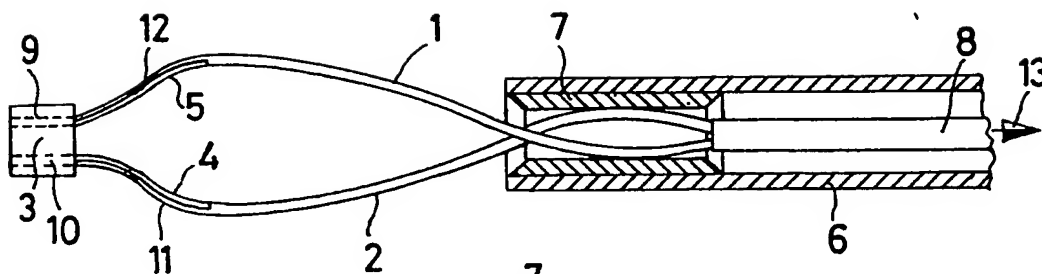
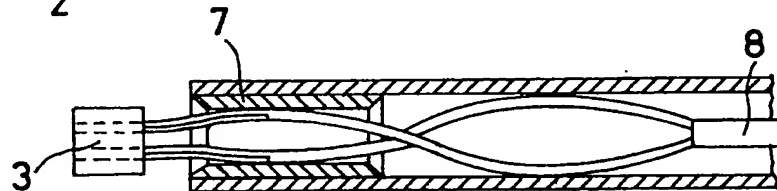


FIG.2



A61B 17-36 AT:03.04.1975 OT:21.10.1976

hl.

ORIGINAL INSPECTED

609843/0492